

Docket No.: TER-00264-2



COPY OF PAPERS
ORIGINAL FILED

#4
Priority P-
1-Stephan
7-3

I hereby certify that this correspondence is being deposited with the United States Postal Service with sufficient postage as first class mail in an envelope addressed to: Assistant Commissioner for Patents, Washington, D.C. 20231.

By: 

Date: February 27, 2002

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant : Claus-F. Claussen
Appl. No. : 10/034,918
Filed : October 22, 2001
Title : Method and Apparatus for Determining a Neck Movement Pattern

CLAIM FOR PRIORITY

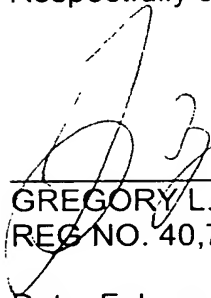
Hon. Commissioner of Patents and Trademarks,
Washington, D.C. 20231

Sir:

Claim is hereby made for a right of priority under Title 35, U.S. Code, Section 119, based upon the German Patent Application 199 18 008.3 filed April 21, 1999.

A certified copy of the above-mentioned foreign patent application is being submitted herewith.

Respectfully submitted,



GREGORY L. MAYBACK
REG NO. 40,719

Date: February 27, 2002

Lerner and Greenberg, P.A.
Post Office Box 2480
Hollywood, FL 33022-2480
Tel: (954) 925-1100
Fax: (954) 925-1101

/mjb



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 199 18 008.3

Anmeldetag: 21. April 1999

Anmelder/Inhaber: Professor Dr. med. Claus-Frenz C l a u s s e n,
Bad Kissingen/DE

Bezeichnung: Verfahren und Vorrichtung zur Ermittlung
des Halsbewegungsmusters

IPC: A 61 B 5/11

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 06. Dezember 2001
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Hoiß

+49 911 9548530

Patentanwälte Tergau & Pohl, Nürnberg



Seite 1

Beschreibung

Verfahren und Vorrichtung zur Ermittlung des Halsbewegungsmusters

Die Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren zur Ermittlung des Halsbewegungsmusters eines Probanden. Sie bezieht sich weiter auf eine entsprechende Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens.

Seit geraumer Zeit besteht der Wunsch, eine geeignete Untersuchungsmethode zu finden, um Schädigungen der Halsbeweglichkeit infolge eines Kopf-Hals-Schleudertraumas, dem sogenannten HWS-Schleudertrauma, zuverlässig messen zu können. Vornehmliches Ziel der im körperlichen und funktionellen Bereich beschwerde- und einzelfallorientiert anzuwendenden Untersuchungsmethoden oder Verfahren ist die Aufklärung von unfallbedingten Verletzungen im Bereich der Halswirbelsäule.

Bei dem zu den häufigsten traumatischen Verletzungen des Halses zählenden HWS-Schleudertrauma oder Whiplash (Peitschenschlag)-Syndrom handelt es sich um eine krankheitsbildende Schädigung, die insbesondere infolge von Automobilunfällen mit und ohne Fahrzeuginnenkontakt auftritt. Das HWS-Schleudertrauma bezeichnet dabei ein physikalisches Beschleunigungs- oder Entschleunigungstrauma mit einem Energietransfer auf die zu einem nach Art eines Pendelstabes verbundene Kopf-Hals-Struktur. Die Schleuderverletzungen können ausgelöst werden durch lineare Heckauffahr- bzw. Frontalaufprallunfälle oder durch lineare rechtsseitige oder linksseitige Aufprallunfälle. Zusätzlich sind auch vergleichsweise komplizierte Kollisionsmechanismen bekannt, bei denen die Fahrzeuge diagonal getroffen werden. Bei den Diagonalkollisionen ergibt sich in der Regel eine Rotation des Fahrzeugs mit angulären Drehbeschleunigungen, die sich auch auf die Halswirbelsäulenstruktur, deren Gelenke, Bänder, Muskeln, Sehnen und übrigen Bewegungsverbindungen fortsetzt. Das HWS-Schleudertrauma ist daher durch eine vielfältige und im Einzelfall durch das einwirkende Trauma häufig nur schwer vorhersehbare Symptomatik gekennzeichnet. In der medizinischen

1 Literatur werden diesbezüglich verschiedene Begriffe zur Beschreibung dieses
2 Schadens verwendet, wie z. B. cervico-encephales, -brachiales, -medulläres oder
3 cervikales Syndrom, chronisches posttraumatisches Kopf-Hals-Leiden, HWS-
4 Distorsion oder Whiplash-Syndrom.

5
6 Da der Halsbereich nicht nur von dem Rückenmark als wichtigen zentralnervösen
7 Steuerorgan, sondern auch von wichtigen Blutgefäßen, Nervenbahnen, Muskeln,
8 Sehnen, der Speise- und Luftröhre durchzogen wird, können Verletzungen dieses
9 Bereiches zu besonderes schweren und durch eine Vielzahl von Symptomen be-
10 stimmten Krankheitsbildern führen. Die Multiplizität dieser vielen Symptome und
11 Syndrome hat dazu geführt, dass es bisher keinen in einfacher Weise aufzufin-
12 denden und gleichzeitig zuverlässigen diagnostischen Befund gibt, der das HWS-
13 Schleudertrauma an sich beweisend aufzeigen kann.

14
15 Ein erster Nachweis ist durch eine radiologische Bestimmung der Bänderverlet-
16 zungen innerhalb des Kopfsockelgelenkes, d. h. der Verbindungen der Schädel-
17 basis mit dem ersten und zweiten Halswirbel, gelungen. Dabei handelt es sich um
18 ein kernspintomographisches Meßverfahren, welches letztendlich jedoch nur grö-
19 ßere morphologische Verletzungen, wie Bänderzerreißen, Bändereinrisse,
20 Bänderverschwielen und Exzentrizitäten bzw. Frakturen des Dens axis, nach-
21 weisen können.

22
23 Die Betroffenen (Patienten) selbst bemerken die erheblichen Veränderungen im
24 Kopfsockelgelenk nach dem Zusammenprall mit einem Fahrzeug, indem sie einen
25 steifen Nacken bekommen, an Nackenschmerzen leiden und in ihrer Kopf-
26 Halsbeweglichkeit erheblich eingeschränkt sind.

27
28 Bei einem aus der WO 91/15148 (PCT/US 91/01796) bekannten nicht-invasiven
29 Verfahren zur Bestimmung der Bewegung der Halswirbelsäule wird ein sitzend
30 positionierter Proband angewiesen, Sehstimuli und systematisch einem leuchten-
31 den Markierungsmuster an einer Wand nachzublicken, während seine Kopfbewe-
32 gungen mittels Videokameras dreidimensional aufgezeichnet werden. Dazu ist am

+49 911 9548530

Patentanwälte Tergau & Pohl, Nürnberg

Seite 3

1 Kopf des Probanden eine aufzeichenbare Markierungseinrichtung angebracht.
2 Werden Abweichungen von der geraden Folge der Leuchtsimulatoren ermittelt, so
3 werden diese Abweichungen als Fehlsteuerungen der Halsbewegungen gedeutet.

4
5 Obwohl die Untersuchung am sitzenden Patienten durchgeführt wird, ist bei die-
6 sem bekannten Verfahren einerseits nicht sichergestellt, dass sich der Patient
7 oder Proband bei den Kopfbewegungen derart ruhig verhält, dass keine zusätzli-
8 chen Kopf- und Rumpfbewegungen auftreten, die unter natürlichen Bedingungen
9 die zielgerichtete Kopfbewegung unterstützen. Andererseits führt die Sitzposition
10 in nachteiliger Weise zu einer Einschränkung der Bewegung des Probanden. Da
11 somit die Kopfbewegung unterstützende Rumpfbewegungen nicht berücksichtigt
12 werden und lediglich aus der erfassten Kopfbewegung auf die Bewegung oder
13 Beweglichkeit der Halswirbelsäule geschlossen wird, ist das bekannte Verfahren
14 insbesondere im Hinblick auf eine zuverlässige Aussage über die Art und den
15 Grad sowie bezüglich der Lokalisierung einer Schädigung der Halswirbelsäule
16 nicht ausreichende exakt. Daher kann mit diesem bekannten Verfahren die Kau-
17 salität einer Verletzung der Halswirbelsäule infolge eines durch einen Verkehrsun-
18 fall bedingten HWS-Schleudertraumas zumindest nicht in der gewünschten Weise
19 fundiert nachgewiesen werden.

20
21 Bei einer aus der in der Schriftreihe des Hauptverbandes der gewerblichen Be-
22 rufsgenossenschaften e.V. erschienenen Druckschrift „Forschungsbericht Cranio-
23 -Corpo-Grafie (CCG)“, ISBN 3-88383-126-3 (Juni 1986), bekannten Einrichtung
24 wird die Kopf- und Rumpfbewegung eines Probanden mittels Markierern in Form
25 von Glühlampen sichtbar gemacht, von welchen je einer an beiden Schultern des
26 Probanden und über dessen Stirn sowie dessen Hinterhaupt angebracht ist. Die
27 Bewegung jedes Markierers in der horizontalen Ebene wird von einer über dem
28 Probanden angeordneten Kamera in Dauerbelichtung als Leuchtspur in einem
29 sogenannten Cranio-Corpo-Gramm fotografisch festgehalten. Die Leuchtspuren
30 werden nach Durchführung des Experimentes auf der Fotografie ausgewertet. Die
31 entsprechende Auswertung der Aufnahmen, die entweder durch Vermessen der
32 Geometrie der Leuchtspuren oder durch assoziative Verbindung des komplexen

+49 911 9548530

Patentanwälte Tergau & Pohl, Nürnberg

Seite 4

1 Bewegungsmusters mit als „Grafo-Element“ bezeichneten Vergleichsmustern er-
2 folgt, ist jedoch mit einem erheblichen Zeitaufwand verbunden. Ein weiterer
3 Nachteil besteht darin, dass bei der fotografischen Aufnahme der Markiererbewe-
4 gungen ein Teil der im Experiment erzeugten Informationen verloren ist, zumal auf
5 der Fotografie lediglich die horizontalen Komponenten der Markiererbewegungen
6 zu erkennen sind. Eine Aussage über vertikale Bewegungen und über die absolu-
7 te Höhe eines Markierers im Raum kann somit nicht getroffen werden. Darüber
8 hinaus kommt es häufig zu Abdeckungen durch Überschneidungen der
9 Leuchtspuren, da die Leuchtspuren aller Markierer auf einer einzelnen Fotografie
10 enthalten sind. Eine Charakterisierung einzelner Leuchtspuren ist somit erschwert
11 oder sogar unmöglich. Information geht auch in dem direkt unterhalb der Kammer
12 gelegenen toten Winkel verloren, in welchem die Kammer in den zwischen dem
13 Spiegel und einem Markierer verlaufenden Strahlengang hineinsteht.

14
15 Aus der DE 38 29 885 C2 ist eine Einrichtung bekannt, bei welcher anstelle einer
16 Kamera eine über dem Probanden angebrachte Anordnung von Fotozellen zur
17 Aufnahme der Leuchtspuren eingesetzt wird. Durch diese Anordnung entfällt der
18 tote Winkel. Die Leuchtspuren werden dort mittels eines Digital-Computers hin-
19 sichtlich einer Berechnung der für die Cranio-Corpo-Grafie relevanten Bewe-
20 gungsabweichungen analysiert. Eine Auswertung im Hinblick auf eine Interpretati-
21 on erfasster Bewegungsmuster, insbesondere des Halsbewegungsmusters, ist
22 dort jedoch nicht vorgesehen.

23
24 Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zur Ermittlung des
25 Halsbewegungsmusters eines Probanden anzugeben, mit dem eine im Vergleich
26 zum Stand der Technik besonders zuverlässige Erfassung der Halsbewegung
27 oder Halsbeweglichkeit des Probanden möglich ist. Insbesondere soll mittels des
28 Verfahrens ein HWS-Schleudertrauma beweisende aufgezeigt werden können.
29 Des Weiteren soll eine zur Durchführung des Verfahrens besonders geeignete
30 Vorrichtung angegeben werden.

+49 911 9548530

Patentanwälte Tergau & Pohl, Nürnberg

Seite 5

1 Bezüglich des Verfahrens wird die Aufgabe erfindungsgemäß gelöst durch die
2 Merkmale des Anspruchs 1. Dabei wird aufbauend auf der Cranio-Corpo-Grafie
3 aus der berührungslos erfassten Kopf-Körper-Bewegung die Differenz zwischen
4 der Rumpfbewegung und der Kopfbewegung ermittelt und somit die Halsbewe-
5 gung isoliert.

6
7 Zur Analyse typischer Halsbewegungsmuster werden dazu zunächst die Ortskur-
8 ven von am Kopf sowie an den Schultern angeordneten und vom Probanden mit-
9 bewegten Markierern dreidimensional und in Abhängigkeit von der Zeit aufge-
10 nommen. Anschließend wird die die Kopfbewegung repräsentierende Ortskurve
11 von den die Schulterbewegungen und damit die Rumpfbewegung repräsentieren-
12 den Ortskurven subtrahiert (cervikale Subtraktionskinesimetrie). Dabei wird aus
13 den Ortskurven beider Schulterbewegungen eine Mittelwertsbewegung der beiden
14 Schultern und damit eine Bewegung des virtuellen Unterpunktes der Halswirbel-
15 säule ermittelt. Von dieser Bewegung des virtuellen Unterpunktes der Halswirbel-
16 säule wird die Ortskurve vorzugsweise des auf der Stirn des Probanden angeord-
17 neten Markierers subtrahiert. Auch kann wiederum zunächst der Mittelwert aus
18 den Ortskurven eines auf der Stirn und auf dem Hinterhaupt des Probanden an-
19 geordneten Markierers ermittelt werden, wobei dann dieser Mittelwert die von der
20 Mittelwertsbewegung der Schultern zu subtrahierende Kopfbewegung repräsen-
21 tiert.

22
23 Die Erfindung geht dabei von der Überlegung aus, dass einerseits sowohl der sit-
24 zende als auch der stehende, gehende oder auf der Stelle tretende Proband
25 Ganzkörperschwankungen ausführt, die sowohl am Rumpf und damit an den bei-
26 den Schultern als auch am Kopf dargestellt bzw. sichtbar sind. Andererseits sind
27 alle Bewegungen, die in gleicher Weise am Kopf und am Rumpf auftreten, keine
28 Halsbewegungen. Subtrahiert man daher die Kopfbewegungen von den Schulter-
29 Rumpfbewegungen, so resultiert aus der Differenz ein ausschließlich im Zusam-
30 menhang mit den Halsbewegungen stehendes Bewegungsmuster, dessen zeitli-
31 cher Verlauf im dreidimensionalen Raum abbildbar oder darstellbar ist. Dieses
32 zeitabhängige, dreidimensionale Bewegungsmuster kann dann zu Analysezwek-

+49 911 9548530

Patentanwälte Tergau & Pohl, Nürnberg

Seite 6

ken datentechnisch auf die verschiedenen Grundebenen, beispielsweise eines kartesischen Koordinatensystems, projiziert werden. Aus diesen dann zweidimensionalen Verläufen des Halsbewegungsmusters, beispielsweise in der xy- und/oder yz-Ebene, kann aus Abweichungen von Verläufen einer unverletzten Halswirbelsäule auf die Art, den Grad und vorteilhafterweise auch auf den Ort einer Schädigung der Halswirbelsäule geschlossen werden.

Insbesondere die Lokalisierung einer Schädigung an der Halswirbelsäule ist für den Nachweis einer Kausalität einer Verletzung der Halswirbelsäule infolge eines durch einen Verkehrsunfall bedingten HWS-Schleudertraumas von erheblicher Bedeutung. Mit anderen Worten: kann einerseits eine Schädigung der Halswirbelsäule exakt lokalisiert werden, und kann andererseits dargelegt werden, dass Schädigungen der Halswirbelsäule infolge eines HWS-Schleudertraumas typischerweise an einer ganz bestimmte Stelle der Halswirbelsäule auftreten, so wäre die gewünschte Kausalität zuverlässig nachweisbar. Dies setzt aufgrund der nachfolgend erläuterten Überlegungen und Erkenntnisse voraus, dass die Halsbewegung zuverlässig von Kopf- und Rumpfbewegungen isoliert wird, um ausschließlich typische Halsbewegungen oder Halsbewegungsmuster im Hinblick auf die nachzuweisende Kausalität analysieren zu können.

Die menschliche Wirbelsäule oder das Rückgrat ist das Achsenskelett, das bekanntlich von sieben Halswirbeln, zwölf Brustwirbeln, fünf Lendenwirbeln, fünf Kreuzbeinwirbeln und fünf Steißbeinwirbeln gebildet wird. Diese Wirbel sind durch Gelenke, Bandscheiben und Bänder zu einer federnden Achsenstabkonstruktion miteinander verbunden. Dabei stellt die Halswirbelsäule (HWS) den oberen und beweglichsten Teil der gesamten Wirbelsäule mit einer physiologischen Vorwärtsbiegung bzw. Lordose dar. Die sieben Wirbel der Halswirbelsäule werden üblicherweise mit C1 bis C7 bezeichnet, wobei C1 der auch mit Atlas bezeichnete oberste Wirbel ist, unter dem der auch mit Axis bezeichnete Wirbel C2 liegt. Die darunterliegenden weiteren Halswirbel C3 bis C7 sind gegeneinander abgegrenzt und durch Bandscheiben miteinander verbunden, während zwischen der Schä-

+49 911 9548530

Patentanwälte Tergau & Pohl, Nürnberg

Seite 7

1 delbasis und den beiden oberen Halswirbeln (C0/C1,C1/C2) derartige Bandschei-
2 ben fehlen.

3
4 Der erste Halswirbel C1 ist wirbelkörperlos und besteht aus zwei Bogen mit je ei-
5 ner seitlichen gelenkflächentragenden Massa laterales und je einem kurzen
6 Querfortsatz mit relativ großen Querfortsatzlöchern. In den vorderen Teil der Bo-
7 gengangsrichtung ragt ein den Kopfaufsatz drehend mit der Wirbelsäule verspan-
8 nender Zapfen, der sogenannte Dens axis. Der zweite Halswirbel C2 (Axis oder
9 Epistropheus) stellt die Drehachse für den ersten Halswirbel C1 (Atlas) einschließ-
10 lich des Kopfes dar. Er umfasst einen stiftartig aus dem Wirbelkörper atlaswärts
11 ragenden Fortsatz, den sogenannten Dens, und je zwei seitliche obere und untere
12 Gelenkflächen.

13
14 Für die Orientierung des Kopfes und des Blickes sowohl beim sitzenden, als auch
15 beim stehenden Probanden ist eine vom menschlichen Gehirn leicht steuerbare
16 Kopf-Halsbeweglichkeit notwendig. Diesen Bewegungen des Kopfes dienen in
17 erster Linie die drei Kopfsockelgelenke. Das erste und obere Kopfgelenk
18 (Articulatio atlanto occipitalis) ist ein paariges Gelenk mit elliptisch geformten Ge-
19 lenkkörpern zwischen den Gelenkhöckern des Hinterhauptbeines und den oberen
20 seitlichen Gelenkflächen des Atlas (C1). Dieses Gelenk wird vorwiegend für die
21 Nickbewegungen, die nach vorne schiebenden Kopfbewegungen und die Seit-
22 wärtsneigung des Kopfes benutzt. Das zweite, untere Kopfgelenk (Articulatio at-
23 lanto axialis) setzt sich wiederum aus zwei, jedoch verschiedenen Gelenkeinhei-
24 ten zusammen. Es ist somit ein Mehrfachgelenk zwischen dem ersten und zwei-
25 ten Halswirbelkörper. Während eine der beiden Gelenkeinheiten (Articulatioatlan-
26 to axialis mediana) die Kopfdrehung übernimmt, findet in der zweiten Gelenkein-
27 heit (Articulatio atlanto lateralis) ein Gleitkippen des Kopfes statt.

28
29 Die für die Orientierung des Kopfes im Raum wichtige Wendung zur Seite oder
30 nach vorn bzw. nach hinten kann bei versteiftem oder verletztem Hals aber auch
31 von anderen Abschnitten der Wirbelsäule, z. B. von der Brust- und Lendenwirbel-
32 säule, oder von den Hüftgelenken und von den unteren Extremitäten her über-

+49 911 9548530

Patentanwälte Tergau & Pohl, Nürnberg

Seite 8

1 nommen werden. Eine tatsächlich vom Kopf stattfindende und dort erfaßte Vor-
2 wärts-, Seitwärts- oder Rückwärtsbewegung oder eine Drehbewegung kann somit
3 auch von tieferen Regelgliedern des Körpers übernommen worden sein. Mit ande-
4 ren Worten: zum Nachweis der ursächlichen Verletzung des Halsbewegungsap-
5 parates im Bereich des Kopfsockelgelenkes ist stets zu berücksichtigen, dass der
6 betroffene Proband gleichmäßig zu steuernde Kopfbewegungen nicht nur vom
7 Hals aus, sondern unter Zuhilfenahme des gesamten Körpers, der Hüftgelenke,
8 der Gelenke an den Beinen, wie auch der Brust- und Lendenwirbelsäule quasi in
9 einem System einer zweiten Schleife bewirken kann. Für die Bestimmung einer
10 tatsächlichen im Kopfsockelgelenk und in der Halswirbelsäule wirksamen Schäd-
11 igung müssen daher die Halsbewegungen von den Bewegungen des übrigen Kör-
12 pers isoliert werden.

13
14 Mittels des auf der Grundlage der Cranio-Corpo-Grafie weiterentwickelten Verfah-
15 ren zur Ermittlung der Halsbewegung eines Probanden, bei dem mittels an den
16 beiden Schultern und am Kopf des Probanden angeordneten Markierern aufge-
17 nommene Ortskurven zur Isolierung der Halsbewegung in der beschriebenen
18 Weise voneinander subtrahiert werden, können zuverlässig ausschließlich am
19 Hals hervorgerufene Bewegungsstörungen meßtechnisch erfasst und datentech-
20 nisch ausgewertet werden.

21
22 Bei einer entsprechenden Analyse der ermittelten Halsbewegungsmuster können
23 zweckmäßigerweise Referenzmuster herangezogen werden, die in entsprechen-
24 der Weise an unverletzten Probanden und an Probanden aufgenommen werden,
25 die beispielsweise infolge eines operativen Eingriffs nachweislich eine lokalisierte
26 Schädigung eines bestimmten Bereichs der Halswirbelsäule aufweisen. Dabei
27 kann aufgrund der oben beschriebenen Überlegungen und Erkenntnisse davon
28 ausgegangen werden, dass die ermittelten Halsbewegungsmuster stets durch das
29 Kopfsockelgelenk mit seinen drei Gelenkanteilen bestimmt worden sind.

30
31 Die ermittelten Halsbewegungsmuster geben somit eine Gleit-Nick-Bewegung
32 nach vorne durch das obere Kopfgelenk, eine Drehbewegung durch das mittlere

untere Kopfgelenk und eine Seitwärtsneigung und -kipfung durch das seitliche untere Kopfgelenk wieder, wobei diese Bewegung auch durch das obere Kopfgelenk unterstützt wird. Wie ein biegsamer Stab fügt der darunterliegende Halswirbelsäulenabschnitt zwischen dem dritten und siebten Halswirbel (C3 bzw. C7) noch weitere Adjustierungen in den drei Raumebenen hinzu. Diese sind jedoch winkelmäßig stark begrenzt, da diese Wirbel durch Bandscheiben miteinander verbunden sind. Auf der Wirbelebene C0/C1, d. h. im Bereich zwischen der Unterseite des Schädels und dem ersten Halswirbel C1 (Atlas), und auf der Wirbelebene C1/C2, d. h. im Bereich zwischen der Unterseite des ersten Halswirbels C1 (Atlas) und der Oberseite des zweiten Halswirbels C2 (Axis), sind keine Bandscheiben, so dass dieses Gelenk in besonderer Weise beweglich ist.

Nach diesem Verfahren durchgeführte Untersuchungen haben gezeigt, dass bei Patienten bei denen dieser Gelenkapparat beschädigt ist, typische Bewegungsänderungen in den drehenden, schiebenden und kippenden Bewegungen in Abhängigkeit von der Verletzungsart der Bänder und Gelenke zuverlässig dargestellt werden können. Diese Erkenntnisse konnten dadurch untermauert werden, dass bei den untersuchten Patienten mit Hilfe einer kernspintomographischen Röntgenaufnahmetechnik entsprechende, typische Gelenkverletzungen bildgebend dargestellt wurden. Diese Verletzungen wurden zusätzlich durch neurochirurgische Inspektionen des Gelenks nach operativer Eröffnung verifiziert.

Das auf der Cranio-Corpo-Grafie aufbauende Verfahren hat den erheblichen Vorteil, quasi nach Art eines Lakmus-Tests bestimmte Verletzungen nach einem HWS-Schleudertrauma auch im funktionellen Bereich kausal und nachvollziehbar darzustellen, wobei das ermittelte Halsbewegungsmuster als Maß für die Beweglichkeit der Halswirbelsäule und vorzugsweise für die Bewegungsänderungen im Kopfsockelgelenk herangezogen wird. Dabei ist gewährleistet, dass in dem ermittelten Halsbewegungsmuster keine Bewegungen oder Bewegungsanteile des übrigen Körpers, d. h. des Kopfes und/oder des Rumpfes, enthalten sind, die das Meß- oder Untersuchungsergebnis verfälschen könnten. Das erfindungsgemäße Verfahren eignet sich daher besonders für die Aufdeckung der genannten Störun-

+49 911 9548530

Patentanwälte Tergau & Pohl, Nürnberg

Seite 10

1 gen bei den sogenannten Funktionsverletzungen, bei denen bisher nur ein Ver-
2 dacht auf eine Schädigung der Halswirbelsäule durch das HWS-Schleudertrauma
3 bestand.

4
5 In besonders zweckmäßiger Ausgestaltung erfolgt die Differenzbildung zwischen
6 der Schulter- und damit der Rumpfbewegung sowie der Kopfbewegung in jeder
7 der drei Raumkoordinaten, wobei jeweils ein zweidimensionales Bewegungsmu-
8 ster in den verschiedenen Grundebenen des kartesischen Koordinatensystems
9 generiert wird. Zusätzlich wird vorzugsweise aus einer Projektion der die Bewe-
10 gung mindestens einer Schulter und des Kopfes des Probanden repräsentieren-
11 den Ortskurven auf mindestens eine Grundebene eine Anzahl von einem
12 Schwankungszyklus der Körperschwankung entsprechende Sequenzen ermittelt
13 und als analysier- und typisierbares Bewegungsmuster der entsprechenden
14 Schulter - und damit des Rumpfes - bzw. des Kopfes des Probanden hinterlegt.

15
16 Die Projektionen der oder jeder Ortskurve auf die Grundebenen des Koordinaten-
17 systems werden dazu zweckmäßigerweise aus dem Datensatz ermittelt. Dazu
18 werden vorteilhafterweise die Ortskurven jeweils als Datenfeld (zeitabhängig)
19 hinterlegt.

20
21 Bezüglich der Vorrichtung wird die genannte Aufgabe erfindungsgemäß gelöst
22 durch die Merkmale des Anspruchs 6. Vorteilhafte Weiterbildungen und Ausge-
23 staltungen sind Gegenstand der auf diesen rückbezogenen Unteransprüche.

24
25 So weist die Vorrichtung eine mit einer Empfängeranordnung zur Aufnahme der
26 Ortskurve jedes Markierers verbundene Datenverarbeitungsanlage auf, die eine
27 Verarbeitungsstufe zur Berechnung des die Ortskurven repräsentierenden Daten-
28 satzes aus den Signalen der Empfängeranordnung umfasst. Dieser Verarbei-
29 tungsstufe ist eine Subtraktionsstufe nachgeordnet, die anhand des Datensatzes
30 die Differenz zwischen dem Mittelwert der beiden die Schulterbewegung reprä-
31 sentierenden Ortskurven und der die Kopfbewegung repräsentierenden Ortskurve

1 bildet sowie in der oder jeder der drei Raumkoordinaten den Verlauf des daraus
2 abgeleiteten Halsbewegungsmusters generiert.

3
4 Die Empfängeranordnung umfasst zweckmäßigerweise zwei zueinander recht-
5 winklig angeordnete Empfänger. Die Empfänger können im Raum verteilt zuein-
6 ander angeordnete Ultraschallsende- und -Empfangsgeräte, CCD-Kameras
7 (Video-Kameras), Fotoelemente oder dgl. zur Aufnahme und ggf. Vorverarbeitung
8 von akustischen oder optischen Signalen sein. Durch die rechtwinklige Anordnung
9 der Empfänger zueinander erfolgt eine Aufnahme der Ortskurven der Markierer in
10 zumindest zwei unterschiedlichen Ebenen, z. B. in der xy-Ebene und in der yz-
11 Ebene oder in der xz-Ebene. Die Koordinaten der Ortskurven bezüglich der dritten
12 Ebene können dann aus den Messdaten der beiden Empfänger berechnet wer-
13 den. Bei Verwendung von Ultraschall anstelle von Licht zur Markierung kann die
14 Messung auch in einem nicht abgedunkelten Raum ausgeführt werden.

15
16 Zur Hinterlegung der in einer aktuellen Messung erfassten Daten ist der Verarbei-
17 tungsstufe eine Datenbank nachgeordnet, in der vorzugsweise auch in einer Viel-
18 zahl von Referenzmessungen ermittelte Referenzdatensätze hinterlegt werden.
19 Ein Analysemodul oder eine Analysestufe der Datenverarbeitungsanlage kann
20 dann aus dem aktuell erfaßten Datensatz und aus dem entsprechenden Refer-
21 renzdatensatz eine Anzahl von Kenngrößen bzw. Referenzgrößen ermitteln, die in
22 einem Vergleichsmodul oder in einer Vergleichsstufe anhand der Kenn- und Refer-
23renzgrößen in der Art einer Mustererkennung den Grad der Übereinstimmung zwi-
24 schen den Datensätzen ermittelt. Die Datenverarbeitungsanlage kann dann an-
25 schließend jedem Datensatz eine einer Verletzung oder Schädigung entspre-
26 chende Kennung zuordnen und den Datensatz anhand der Kennung der Daten-
27 bank zur Erweiterung des entsprechenden Referenzdatensatzes übergeben.

28
29 Die Verarbeitungsstufe ordnet die Ortskurve jedes Markierers zweckmäßigerweise
30 als Datenfeld dem Datensatz zu. Dadurch ist eine Matrix mit einer der Anzahl der
31 Markierer entsprechenden Anzahl von Datenfeldern gegeben, wobei jedes Daten-
32 feld die drei Ortskoordinaten bezogen auf ein kartesisches Koordinatensystem

+49 911 9548530

Patentanwälte Tergau & Pohl, Nürnberg

Seite 12

zum jeweiligen Zeitpunkt enthält. Der Verarbeitungsstufe ist vorteilhafterweise ein temporärer Datensatzspeicher zur Zwischenspeicherung der erfaßten Meßdaten nachgeordnet.

Die mit der Erfindung erzielten Vorteile bestehen insbesondere darin, daß durch eine rechnergestützte Auswertung der bei einer Anzahl von optisch oder akustisch erfaßten Bewegungen erfaßten Meßdaten und der daraus durch Differenzbildung der Schulter- und Kopfbewegungen abgeleiteten Halsbewegungsmuster anhand entsprechender Kurvenverläufe eine zuverlässige Aussage über den Grad, das Ausmaß und den Ort einer Verletzung oder Schädigung der Halswirbelsäule eines Probanden getroffen werden kann. Während die Meßdatenerfassung praktisch berührungsfrei am Körper des Probanden erfolgt, erfolgt die Auswertung in einer vom Körper des Probanden losgelösten Datenverarbeitungsanlage, in der außerhalb des Körpers die Meßdaten verarbeitet und für eine Analyse der Halsbewegungsmuster aufbereitet werden.

Die Auswertung der Halsbewegungsmuster sowohl gesunder als auch krankhafter HWS-Bewegungen ermöglicht einerseits das Anlegen einer Wissensbasis mit einer Vielzahl von Referenzdaten und -mustern, anhand derer aktuell erfaßte und nicht diagnostizierte Halsbewegungsmuster bekannten Verletzungen und Schädigungsarten zugeordnet werden können. Andererseits können dadurch und anhand der Halsbewegungsmuster selbst qualitative und quantitative sowie insbesondere nachvollziehbare Aussagen über einen möglichen kausalen Zusammenhang zwischen den Störungen gemacht und als Nachweis oder Beweismittel für ein insbesondere unfallbedingtes HWS-Schleudertrauma herangezogen werden.

Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung wird nachfolgend anhand einer Zeichnung näher beschrieben. Darin zeigen:

Fig. 1 schematisch eine Vorrichtung mit zur Auswertung eines Bewegungsmusters vorgesehene Komponenten,

+49 911 9548530

Patentanwälte Tergau & Pohl, Nürnberg

Seite 13

Fig. 2 bis 5 Kopf- und Schulterbewegungsmuster in einer Projektion auf die yz-Ebene (linke obere bzw. untere Figurenhälfte) und auf die xy-Ebene (rechte obere bzw. untere Figurenhälfte),

Fig. 6 bis 9 in einem Amplituden-Zeit-Schema Differenzbewegungsmuster der den Bewegungsmustern gemäß den Figuren 2 bis 6 entsprechenden Halsbewegungen in den drei Raumkoordinate x,y,z, und

Fig. 10 in einer Darstellung gemäß den Figuren 6 bis 9 ein weiteres Halsbewegungsmuster.

Zur Erfassung des Kopf-Körper-Bewegungsmusters eines Probanden 1 sind gemäß Fig. 1 zwei zueinander rechtwinklig ausgerichtete Empfänger 2 vorgesehen. Diese empfangen nicht näher dargestellte Signale von einer Anzahl von mit dem Probanden 1 mitbewegten Markierern M_i . Die Visualisierung der Körperbewegung kann besonders einfach auf optischem Wege realisiert werden. In diesem Fall verwendet man Glühlampen oder Leuchtdioden als Markierer M_i und entsprechend je eine Kamera, wie z.B. eine Videokamera, als Empfänger 2. Eine Markierung des Bewegungsmusters ist auch mittels Ultraschallsendern als Markierer M_i und Ultraschallempfängern als Empfänger 2 möglich. Alternativ können auch passive Markierer M_i eingesetzt werden, die das von einer externen Quelle emittierte Signal lediglich reflektieren. Wie in der sogenannten Cranio-Corpo-Graphie (CCG oder UCCG) üblich, beschränkt sich dabei die Beobachtung zweckmäßigerweise auf die Kopf- und Schulterbewegung des Probanden 1. Dazu wird je ein Markierer M_1 und M_2 auf der linken bzw. auf der rechten Schulter des Probanden 1 sowie je ein weiterer Markierer M_3 und M_4 über dessen Stirn bzw. dessen Hinterhaupt angebracht.

Die Empfänger 2 führen je ein zweidimensionales Bild der Bewegung der Markierer M_i einer in einer Datenverarbeitungsanlage 3 enthaltenen Verarbeitungsstufe 31 zu, die aus den von den Empfängern 2 übermittelten Bildern die Ortskurve m_i jedes Markierers M_i im dreidimensionalen Raum in Abhängigkeit von der Zeit t ermitteln. Die Raumkoordinaten jeder Ortskurve m_i werden in einem kartesischen Koordinatensystem x,y,z dargestellt, wobei die Ausgangsstellung des Proban-

den 1 dem Null-Punkt zugeordnet ist und damit die x-Achse der Lateralachse entspricht. Die y-Achse verläuft dann horizontal in Laufrichtung des Probanden 1, während sich die z-Achse vertikal nach oben erstreckt. Die von den jeweiligen Achsen gebildeten Grundebenen des Koordinatensystem sind die xy-Ebene (horizontal), die yz-Ebene (longitudinal vertikal) und die zx-Ebene (lateral vertikal).

Die Berechnung der Ortskurve m_i jedes Markierers M_i erfolgt mittels der Datenverarbeitungsanlage 3 anhand eines Algorithmus der Verarbeitungsstufe 31. Falls für die Empfänger 2 eine analoge Aufzeichnungstechnik verwendet wird, findet in der Verarbeitungsstufe 31 zunächst eine Umwandlung von analogen Daten in digitale Daten statt. Die Verarbeitungsstufe 31 übergibt die Ortskurven m_i als Datensatz DS einem vorzugsweise temporären Datensatzspeicher 32. Dieser ist dabei in Datenfelder DF_i gegliedert, wobei ein Datenfeld DF_i die Ortskurve m_i eines Markierers M_i repräsentiert.

Der Datensatzspeicher 32 stellt den Datensatz DS einem in Form von Software realisierten Analysemodul 33 mit einer Abbildungsstufe 33a und mit einer Subtraktionsstufe 33b zur Verfügung. Außerdem wird der Datensatz DS in einer Datenbank 34 hinterlegt. Die Abbildungsstufe 33a stellt durch Datenauswahl aus dem Datensatz DS jeweils eine Projektion der Ortskurven m_i auf die Grundebenen xy, yz und zx her. Da die Ortskurven m_i typischerweise eine durch eine Körperschwankung hervorgerufene periodische Struktur aufweisen, führt ein Algorithmus des Analysemoduls 33 eine Unterteilung der Ortskurven m_i in periodische Sequenzen durch. Eine derartige Sequenz, deren Anfang und Ende jeweils durch eine scharfe Richtungsänderung der Ortskurve m_i gekennzeichnet ist, entspricht dabei genau einem Zyklus der Körperschwankung. Aus den auf die Grundebenen xy (horizontale Ebene), yz (longitudinal-vertikale Ebene) und zx (lateral-vertikale Ebene) projizierten und in Sequenzen unterteilten Ortskurven m_i können in nicht näher dargestellter Art und Weise weitere Algorithmen des Analysemoduls 33 eine Anzahl von Kenngrößen oder Parametern ableiten.

+49 911 9548530

Patentanwälte Tergau & Pohl, Nürnberg

Seite 15

1 Für die Auswertung typischer Schulter- und Kopf-Bewegungsmuster werden vor-
2 zugsweise die Projektionen der Ortskurven m_i auf die xy-Ebene und auf die yz-
3 Ebene geometrisch und physikalisch vermessen. Entsprechende Bewegungsmu-
4 ster sind in den Figuren 2 bis 5 dargestellt. Diese zeigen jeweils in der oberen Fi-
5 gurenhälfte ein bei einer Schrittfolge des jeweiligen Probanden 1 erzeugtes Stirn-
6 punkt-Bewegungsmuster und in der jeweils unteren Figurenhälfte die zugehörigen
7 Bewegungsmuster der rechten Schulter. Die linke Figurenhälfte entspricht dabei
8 jeweils der yz-Ebene, während die rechte Figurenhälfte jeweils eine Darstellung in
9 der xy-Ebene zeigt.

10

11 Aufgrund der periodischen Struktur jeder Ortskurve m_i sind die Amplitude, die Pe-
12 riodendauer, die Frequenz einer Schwankung sowie die während einer Schwan-
13 kungsperiode in und quer zur Schwankungsrichtung zurückgelegte Strecke
14 (Schrittweite) relevante Parameter. Diese lassen sich sowohl aus einer einzelnen
15 Sequenz ermitteln (single-step-Analyse) als auch aus einer Anzahl von Sequen-
16 zen statistisch ableiten und in Form von Mittelwert und Standardabweichung an-
17 geben (whole-reaction-Analyse). Des weiteren können Unregelmäßigkeiten in der
18 Körperschwankung durch Angabe einer Amplitudenverteilung und einer mittels
19 Spektralanalyse (Fourriertransformation) gewonnenen Frequenzverteilung quanti-
20 fiziert werden. Ferner können aus der Schwerpunktsbewegung des Körpers, der
21 Drehung des Körpers gegenüber dem Raum sowie der Drehung des Kopfes rela-
22 tiv zum Rumpf physikalische Parameter und Kenngrößen ermittelt werden. Dazu
23 können die Ortskurven m_i mehrerer Markierer M_i auch miteinander kombiniert
24 werden.

25

26 Die Subtraktionsstufe 33b bildet durch Auswahl aus dem Datensatz DS die Diffe-
27 renz zwischen der durch die entsprechenden Ortskurven m_i repräsentierten
28 Schulterbewegung und der zeitgleich erfaßten Kopfbewegung. Dabei wird zu-
29 nächst der Mittelwert aus den erfaßten Ortskurven m_2 und m_1 der rechten bzw.
30 linken Schulter-Markierer M_2 bzw. M_3 gebildet. Dieser Mittelwert-Verlauf der
31 Schulter- und damit der Rumpfbewegung repräsentiert somit den virtuellen Unter-
32 punkt der Halswirbelsäule des Probanden 1. Durch Subtraktion der Kopfbewe-

+49 911 9548530

Patentanwälte Tergau & Pohl, Nürnberg

Seite 16

1 gung von diesem Mittelwert ergibt sich die somit von Kopf- und Schulter- oder
2 Rumpfbewegungen isolierte Halsbewegung oder Beweglichkeit der Halswirbelsäu-
3 le des Probanden 1. Dazu kann lediglich z. B. die Ortskurve m_3 des Stirn-
4 Markierers M_3 herangezogen werden. Alternativ kann die Kopfbewegung durch
5 Mittelwertbildung der Ortskurven m_3 und m_4 der Stirn- bzw. Hinterhauptmarkie-
6 rer M_3 bzw. M_4 von der Subtraktionsstufe 33b berechnet werden. Die Differenzbil-
7 dung und damit die Isolierung des Halsbewegungsmusters aus der erfaßten Kopf-
8 Körper-Bewegung (Cranio-Corpo-Gramm) erfolgt für jede der drei Raumkoordina-
9 ten gemäß den Beziehungen:

$$\Delta x = \frac{1}{2} (x_2 + x_1) - x_{3,4}$$

$$\Delta y = \frac{1}{2} (y_2 + y_1) - y_{3,4}$$

$$\Delta z = \frac{1}{2} (z_2 + z_1) - z_{3,4}$$

13 Dabei repräsentiert der jeweilige Minuend den Verlauf des Mittelwertes der
14 Schulterbewegungen und damit den Verlauf des virtuellen Unterpunktes der
15 Halswirbelsäule, während der Subtrahend den Verlauf der Kopfbewegung, z. B.
16 ebenfalls als Mittelwert, charakterisiert.

17
18 Die entsprechenden Verläufe der Halsbewegungsmuster $\Delta x, \Delta y, \Delta z$ in den drei
19 Raumkoordinaten zeigen die Figuren 6 bis 9, wobei Δx das laterale, Δy das Ante-
20 rior-Posterior- und Δz das vertikale/cervikale Halsbewegungsmuster repräsentiert.
21 Die durch das beschriebene Subtraktionsverfahren (cervikale Subtraktionskine-
22 siometrie) ermittelten Halsbewegungsmuster der Figuren 6 bis 9 sind aus den den
23 Figuren 2 bis 5 zugrundeliegenden Ortskurven m_i und Datensätzen DS ermittelt
24 worden.

25
26 Die Figuren 2 und 6 zeigen den Zustand eines 54-jährigen Mannes nach einem
27 Kopf-Hals-Schleudertrauma. Der Verlauf der projizierten Ortskurve m_2 in der
28 rechten unteren Figurenhälfte der Fig. 2 zeigt in der entsprechenden xy-
29 Bewegungsanalyse der rechten Schulter normale Schrittzyklen von ca. $2\frac{1}{4}$ Pi
30 während zwei Sekunden. In der yz-Darstellung gemäß der linken unteren Figu-
31 renhälfte der Fig. 2 ist auffällig, dass während der Schrittzyklen gewisse vertikale
32 Unregelmäßigkeiten auftreten.

+49 911 9548530

Patentanwälte Tergau & Pohl, Nürnberg

Seite 17

1
2 Anhand der durch die Subtraktionsanalyse der Halsbewegung ermittelten Verläufe
3 in der zugehörigen Figur 6 ist aus dem Amplitudenzeitbewegungsmuster Δy ein
4 stark disrhythmisches Halsbewegungsmuster mit gestörten Kopf-Nick- und Kopf-
5 Schiebe-Bewegungen in der y-Koordinate festzustellen. Dieses Muster weist auf
6 eine deutliche Störung im Kopfsockelgelenk hin. Dabei stellt die y-Koordinate die
7 Kopf-Nick-Bewegungen, d. h. die Anterior-Posterior-Bewegungen dar, während
8 die x-Koordinate die Lateralbewegungen und Querschwankungen repräsentiert.
9 Die Vertikalbewegungen, d. h. die Stampfbewegungen, sind mittels der z-
10 Koordinate dargestellt.

11
12 Die Figuren 3 und 7 zeigen den Zustand eines 60-jährigen Mannes mit zentralen
13 Schwindelbeschwerden. Die yz- und xy-Darstellungen gemäß Fig. 3 zeigen regel-
14 rechte Schrittzyklen von 2 Pi während zwei Sekunden. Die Subtraktionsanalyse
15 der Kopfbewegungen zeigt anhand des Differenzverlaufs Δy nach Fig. 7 vergrößerte
16 Schwankungen in der Nickachse y. Auffällig ist das unregelmäßige Quersch-
17 wankungsmuster Δx sowie das Auf- und Absteigemuster Δz des Kopfes in der
18 z-Koordinate während der einzelnen Schrittzyklen.

19
20 Die Figuren 4 und 8 zeigen den Zustand eines 63-jährigen Mannes bei kombinier-
21 ten stato-akustischen Störungen. In der yz-Darstellung gemäß der oberen und
22 unteren rechten Figurenhälfte der Fig. 4 ist bezüglich des Kopfes bzw. der Schul-
23 ter ein irreguläres und gehemmtes Bewegungsmuster zu beobachten, während
24 die xy-Darstellung gemäß der rechten Figurenhälfte ein regelrechtes Schrittz-
25 klusmuster über 3 Pi zeigt. Die Subtraktionsanalyse der Halsbewegungsmuster
26 gemäß Fig. 8 zeigt ein nur leicht gestörtes Bild der Schrittzyklen in der Kopf-Nick-
27 Achse Δy . Die Kopfquerschwankungsachse ist irregulär und durch ein disrhythmi-
28 sches Bewegungsmuster Δx gekennzeichnet. Die Vertikal-Bewegung, d. h. das
29 Auf- und Abwärts-Bewegungsmuster Δz , ist in der Amplitudenzeitdarstellung im
30 Wesentlichen normal.
31

1 Die Figuren 5 und 9 zeigen den Zustand einer 25-jährigen Frau nach einem HWS-
2 Schleudertrauma. Beim treten auf der Stelle (Schritttest) bildet dieser Proband 1
3 gemäß Fig. 5 annähernd 4 Pi während zwei Sekunden ab. Die Subtraktionsanaly-
4 se der Halsbewegungen zeigt gemäß Fig. 9 ein gehemmtes Bewegungsmuster Δy
5 in der Kopf-Nick-Achse. Auch die Querschwankungen Δx sind auffällig stark ge-
6 hemmt. Die vertikalen Kopfbewegungen sind gemäß des Δz -Verlaufes stabil. Die-
7 ses Halsbewegungsmuster charakterisiert den sogenannten „steifen Hals“ mit ei-
8 ner auffälligen Bewegungshemmung des Kopfes.

9
10 Fig. 10 zeigt den Zustand eines 47-jährigen Mannes mit Tinnitusbeschwerde. Das
11 Schrittzyklusmuster der Subtraktionsanalyse der Halsbewegungen zeigt ein re-
12 gelmäßiges Δy -Bewegungsmuster, das in dieser Form durch Kopfanschieben,
13 Kopfabssenken und Kopfaufrichten in besonderer Weise der Blickstabilisierung der
14 Augen dient.

15
16 Zusätzlich zu der physikalischen und/oder geometrischen Charakterisierung kann
17 z. B. auch die Übereinstimmung der Linienform der Ortskurven m_i mit in der Da-
18 tenbank 34 hinterlegten Vergleichs- oder Referenzmustern ermittelt werden. Ein
19 entsprechender Vergleich kann auf eine einzelne Sequenz oder auf die gesamte
20 Ortskurve m_i bezogen sein. Dabei können Schwankungssequenzen anhand der
21 Form und eventueller Umkehrbereiche charakterisiert werden. Typisch sind dabei
22 bogen-, schleifen- oder spitzenförmige Umkehrbereiche. Zur Beschreibung der
23 gesamten Ortskurve m_i können die Umrißform der von einer Projektion einer Orts-
24 kurve m_i überstrichenen Fläche herangezogen werden.

25
26 Zur Bewertung des Datensatzes DS wird dem Analysemodul 33 aus der Daten-
27 bank ein Referenzdatensatz zur Verfügung gestellt, der eine dem Datensatz DS
28 entsprechende Datenstruktur aufweist und in einer Referenzmessung analog zur
29 Erstellung des aktuellen Datensatzes DS erstellt wird. Die Datenverarbeitungsan-
30 lage 3 ermittelt aus dem Referenzdatensatz durch Vergleich mit dem aktuellen
31 Datensatz DS den Grad der Übereinstimmung zwischen den Datensätzen. An-

+49 911 9548530

Patentanwälte Tergau & Pohl, Nürnberg

Seite 19

1 hand eines direkten oder indirekten Mustervergleichs kann dann ein aktuelles Be-
2 wegungsmuster typisiert oder zumindest qualitativ eingeordnet werden.

3
4 Das Analysemodul 33 ist zur Ausgabe der Kopf- und Schulter-Bewegungsmuster
5 sowie der Halsbewegungsmuster mit einem Ausgabemodul 4, z. B. einem Bild-
6 schirm, einem Drucker oder einem Plotter, verbunden. Über dieses Ausgabemo-
7 dul 4 kann weiterhin das im Datensatzspeicher 32 in Form des Datensatzes DS
8 niedergelegte Bewegungsmuster ausgegeben werden.

+49 911 9548530

Patentanwälte Tergau & Pohl, Nürnberg

Seite 1

Bezugszeichenliste

1	Proband
2	Empfänger
3	Datenverarbeitungsanlage
4	Ausgabemodul
31	Verarbeitungsstufe
32	Datensatzspeicher
33	Analysemodul
33a	Abbildungsstufe
33b	Subtraktionsstufe
34	Datenbank
M_i	Markierer
DS	Datensatz
DF_i	Datenfeld
m_i	Ortskurve
x	laterale Achse
y	longitudinale Achse
z	vertikale Achse
xy	horizontale Ebene
yz	longitudinal-vertikale Ebene
zx	lateral-vertikale Ebene
Δx	laterales Halsbewegungsmuster
Δy	Anterior-Posterior-Halsbewegungsmuster
Δz	vertikales/cervikales Halsbewegungsmuster

+49 911 9548530

Patentanwälte Tergau & Pohl, Nürnberg

Seite 1

99151-2/44

20. April 1999

Ansprüche

1. Verfahren zur Ermittlung des Halsbewegungsmusters eines Probanden (1), dessen Kopf-Körper-Bewegung anhand jeweils mindestens eines an den beiden Schultern sowie am Kopf angeordneten und mit dem Körper des Probanden (1) mitbewegten Markierers (M_i) aufgenommen wird,
 - wobei die Ortskurve (m_i) jedes Markierers (M_i) im dreidimensionalen Raum in Abhängigkeit von der Zeit (t) erfaßt und als Datensatzes (DS) gespeichert wird, und
 - wobei die Differenz ($\Delta x, \Delta y, \Delta z$) zwischen dem Mittelwert der beiden die Schulterbewegungen repräsentierenden Ortskurven (m_1, m_2) und der die Kopfbewegung repräsentierenden Ortskurve (m_3, m_4) gebildet wird.
2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem die Differenzbildung ($\Delta x, \Delta y, \Delta z$) in der oder jeder der drei Raumkoordinaten (x, y, z) erfolgt und ein zweidimensionales Bewegungsmuster generiert wird.
3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, bei dem aus dem Datensatz (DS) die Projektion der oder jeder Ortskurve (m_i) auf die Grundebene (xy, yz, zx) eines kartesischen Koordinatensystems ermittelt wird.
4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, bei dem aus dem Mittelwert der die Bewegungen eines im Bereich der Stirn und eines im Bereich des Hinterhauptes des Probanden (1) angeordneten Markierers (M_i) repräsentierenden Ortskurven (m_3, m_4) die resultierende Kopfbewegung ermittelt wird.
5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei dem aus dem Grad der Übereinstimmung zwischen einer Anzahl von entsprechend ermittelten und als

+49 911 9548530

Referenz hinterlegten Differenzmustern ($\Delta x, \Delta y, \Delta z$) und einem aktuellen Differenzmuster der Halsbewegung der Ort und/oder die Art einer Verletzung der Halswirbelsäule abgeleitet wird.

6. Vorrichtung zur Auswertung eines mittels einer Anzahl von an den Schultern und am Kopf eines Probanden angeordneten Markierern (M_i) erfaßten Bewegungsmusters, mit einer mit einer Empfängeranordnung (2) zur Aufnahme der Ortskurve (m_i) jedes Markierers (M_i) verbundenen Datenverarbeitungsanlage (3),

dadurch gekennzeichnet,

dass die Datenverarbeitungsanlage (3) eine Verarbeitungsstufe (31) zur Berechnung eines die Ortskurve (m_i) repräsentierenden Datensatzes (DS) aus Signalen der Empfängeranordnung (2) und eine Subtraktionsstufe (33b) umfaßt, die anhand des Datensatzes (DS) die Differenz zwischen dem Mittelwert der beiden die Schulterbewegungen repräsentierenden Ortskurven (m_2, m_3) und der die Kopfbewegung repräsentierenden Ortskurve (m_1) bildet sowie in der oder jeder der drei Raumkoordinaten (x, y, z) den Verlauf des daraus abgeleiteten Halsbewegungsmusters ($\Delta x, \Delta y, \Delta z$) generiert.

7. Vorrichtung nach Anspruch 6,

dadurch gekennzeichnet,

daß die Empfängeranordnung zwei zueinander rechtwinklig angeordnete Empfänger (2) umfaßt.

8. Vorrichtung nach Anspruch 6 oder 7,

dadurch gekennzeichnet,

daß die Verarbeitungsstufe (31) die Ortskurve (m_i) jedes Markierers (M_i) als Datenfeld (DF_i) dem Datensatz (DS) zuordnet.

9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 15 bis 17,

dadurch gekennzeichnet,

+49 911 9548530

Patentanwälte Tergau & Pohl, Nürnberg

Seite 3

1 daß der Verarbeitungsstufe (31) ein temporärer Datensatzspeicher (32) nach-
2 geordnet ist.

3
4 10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 6 bis 9,

5 dadurch gekennzeichnet,

6 daß die Datenverarbeitungsanlage (3) den Verlauf des durch die Differenzbil-
7 dung ermittelten Halsbewegungsmusters ($\Delta x, \Delta y, \Delta z$) einem Ausgabemodul (4)
8 zur Darstellung des Bewegungsmusters zuführt.

+49 911 9548530

Patentanwälte Tergau & Pohl, Nürnberg

Seite 1

Zusammenfassung

Es wird ein Verfahren zur Ermittlung des Halsbewegungsmusters eines Probanden (1) vorgeschlagen, dessen Kopf-Körper-Bewegung anhand jeweils mindestens eines an den beiden Schultern sowie am Kopf angeordneten und mit dem Körper des Probanden (1) mitbewegten Markierers (M_i) aufgenommen wird. Dabei wird die Ortskurve (m_i) jedes Markierers (M_i) im dreidimensionalen Raum in Abhängigkeit von der Zeit (t) erfasst und als Datensatz (DS) gespeichert. Zur Isolierung der Halsbewegung von der Kopf- und Rumpfbewegung wird die Differenz zwischen dem Mittelwert der beiden die Schulterbewegungen repräsentierenden Ortskurven (m_2, m_3) und der die Kopfbewegung repräsentierenden Ortskurve (m_1, m_2) gebildet. Die Auswertung und Analyse der auf der Grundlage der Cranio-Corpo-Grafie ermittelten Bewegungsmuster erfolgt mittels einer Datenverarbeitungsanlage (3). Das Verfahren eignet sich insbesondere zum Nachweis einer Kausalität einer Verletzung der Halswirbelsäule infolge eines durch einen Verkehrsunfall bedingten HWS-Schleudertraumas.

Fig. 1

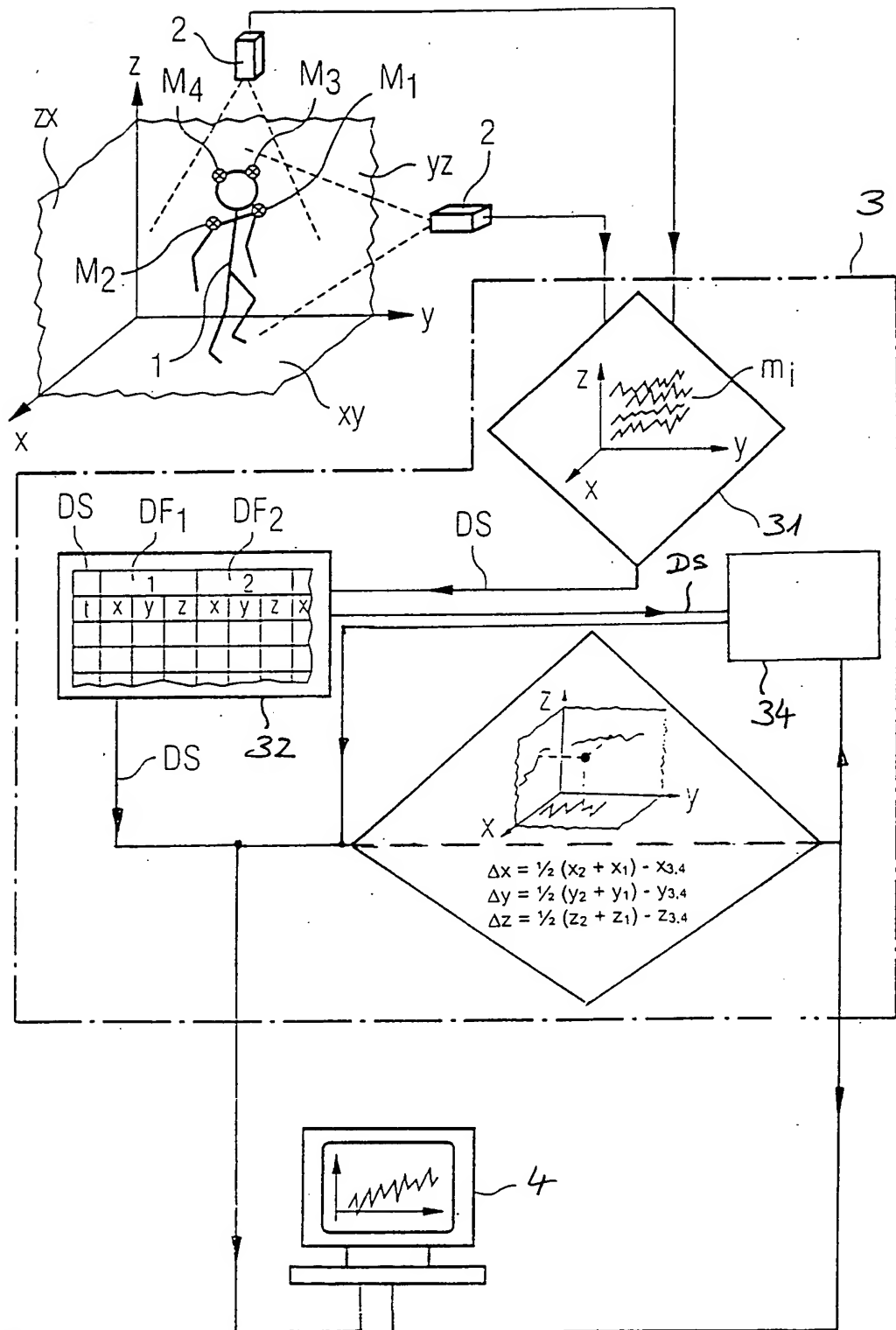
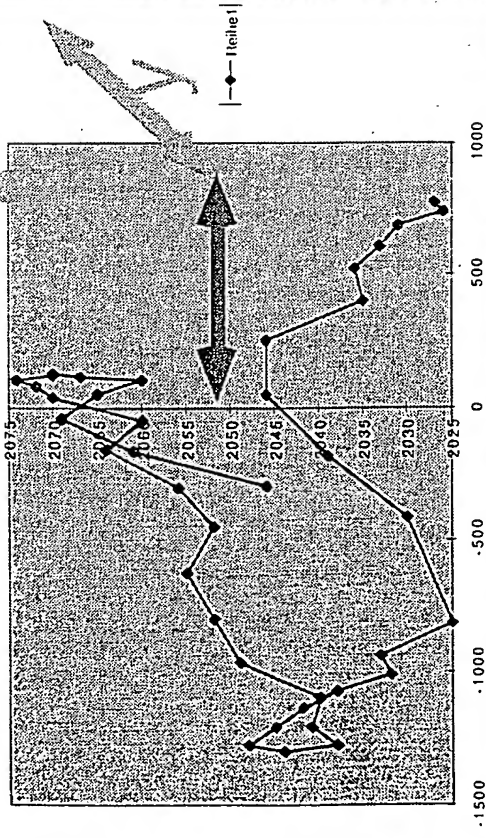
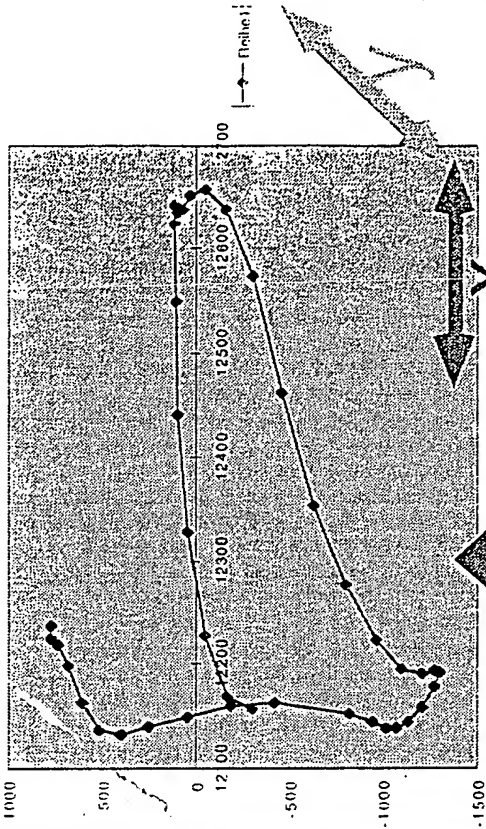


FIG 1

T-269-2s/>30-forehead-y/z

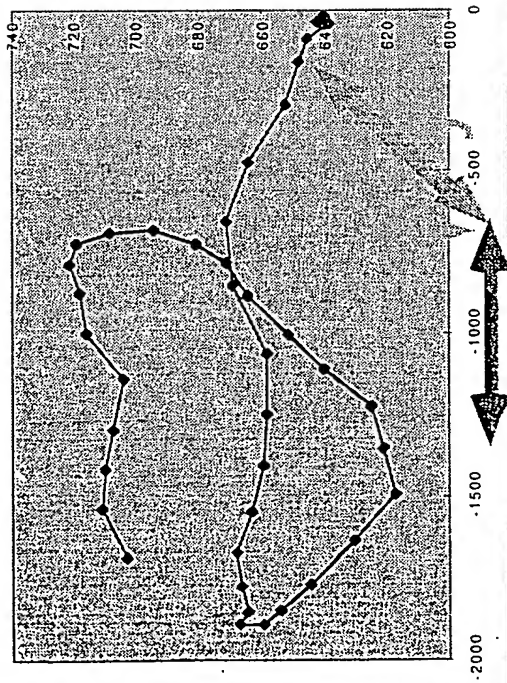


T-269-2s/>30-forehead-x/y



54 yrs male-rt Shoulder-Forehead-USCOG

T-269-2s/>30-rtShldr-y/z



T-269-2s/>30-rtShldr-x/y

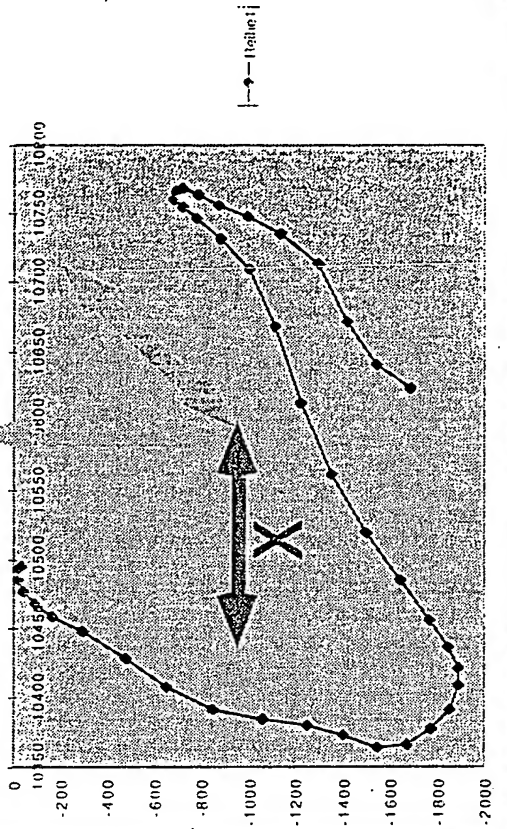
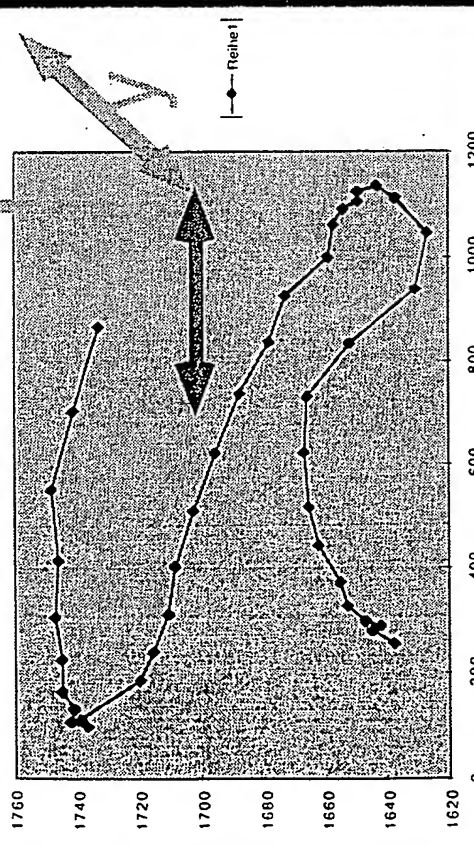
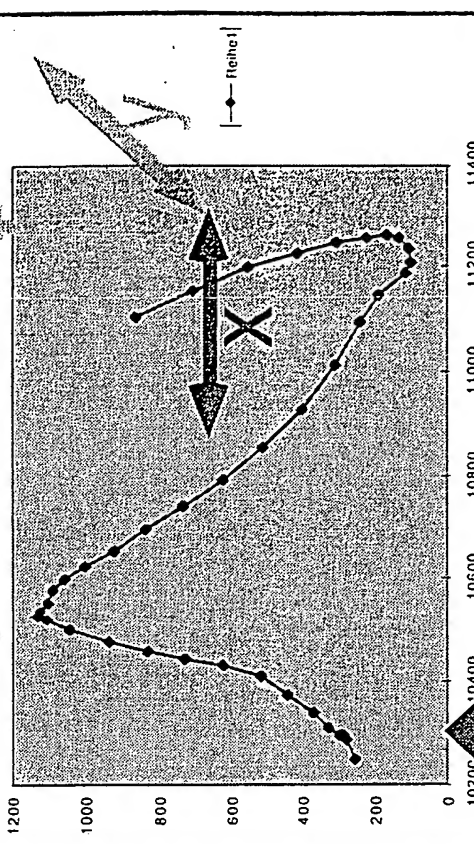


Fig. 2

T-275-2s/>30-forehead-y/z

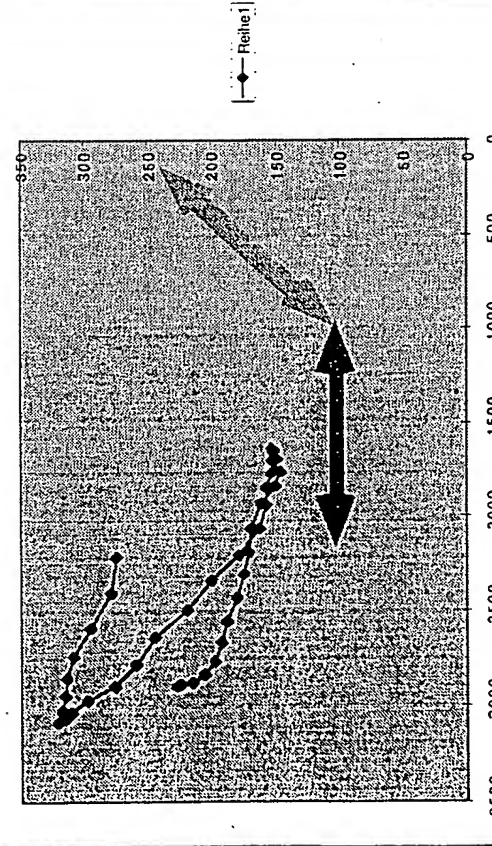


T-275-2s/>30-forehead-x/y



60 yrs male-rtShoulder-Forehead-USCCG

T-275-2s/>30-rtShldr-y/z



T-275-2s/>30-rtShldr-x/y

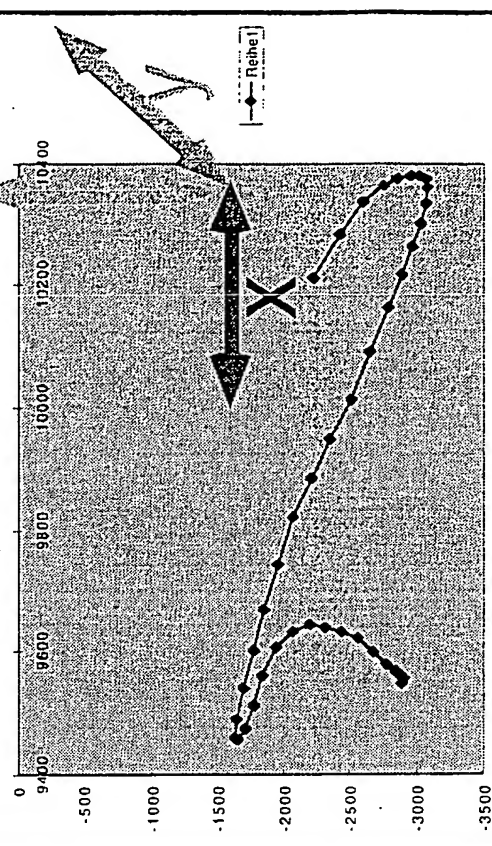
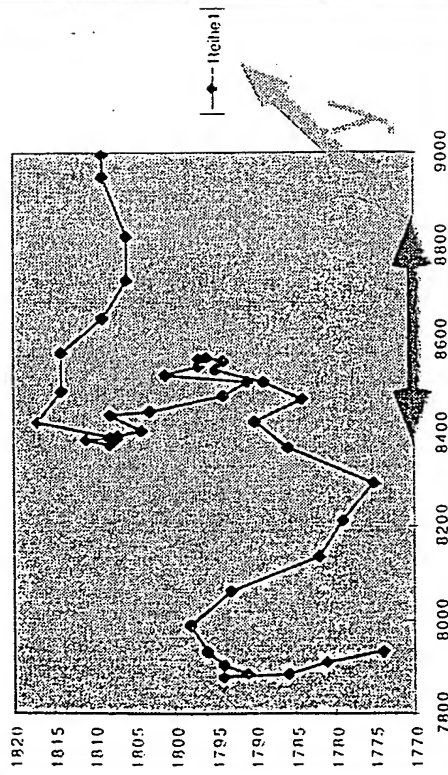
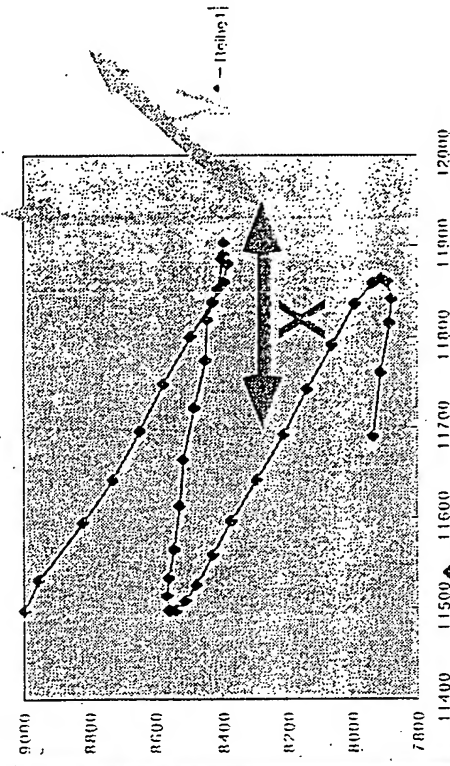


Fig. 3

T-277-2s/>30-forehead-y/z

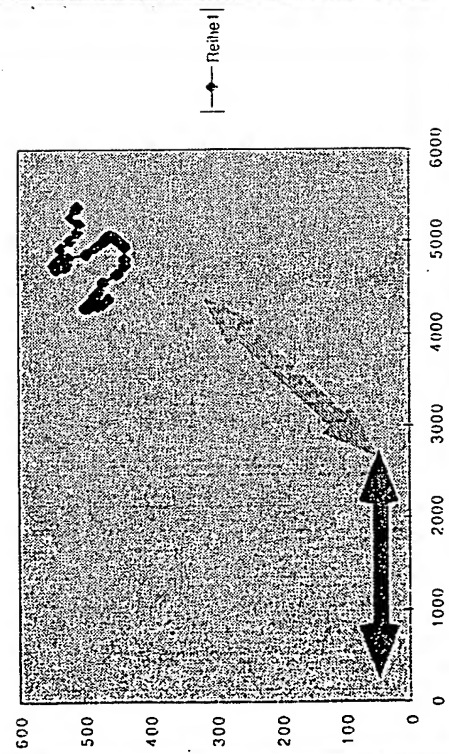


T-277-2s/>30-forehead-x/y



63 years male-rt Shoulder-forehead-USGG

T-280-2s/>30-rtShldr-y/z



T-277-2s/>30-rtShldr-x/y

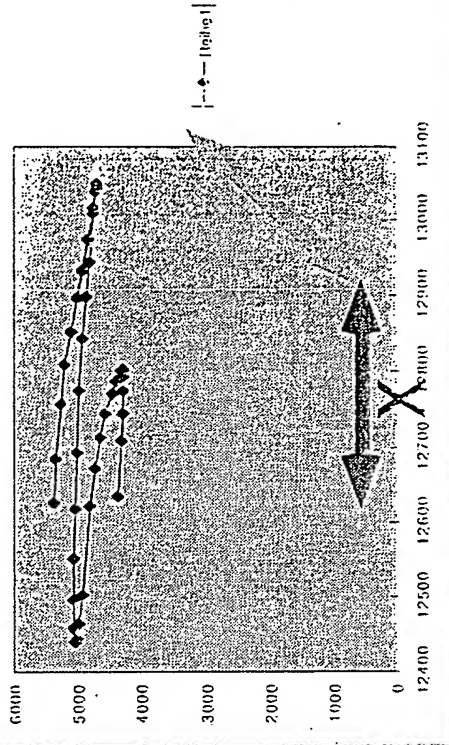
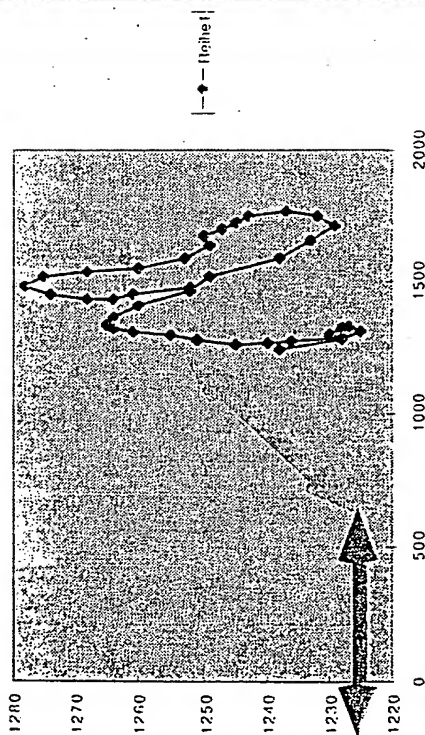
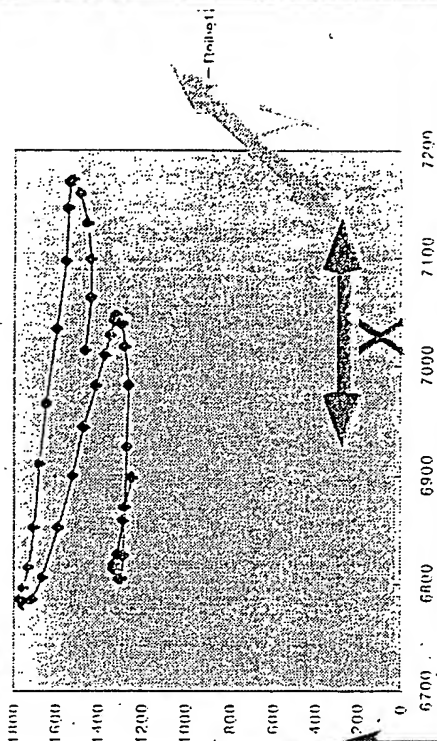


Fig. 4

T-280-2s/>30-Shoulder-y/z

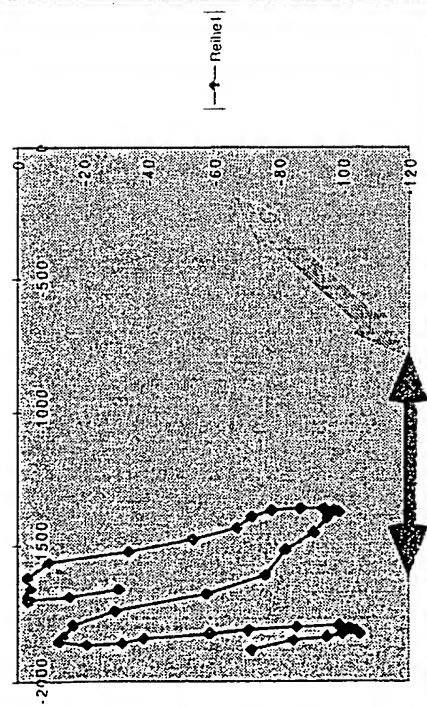


T-280-2s/>30-Forehead-x/y



25 YEARS FEMALE-Rt Should.- Forehead- USCCG

T-280-2s/>30-rtShouldr-y/z



T-280-2s/>30-rt Shldr-x/y

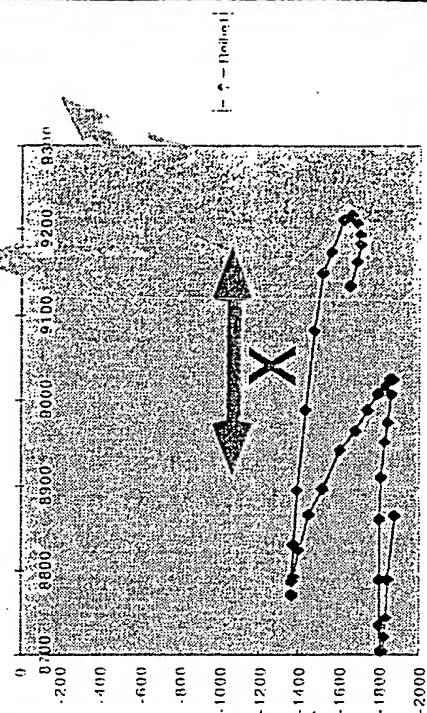
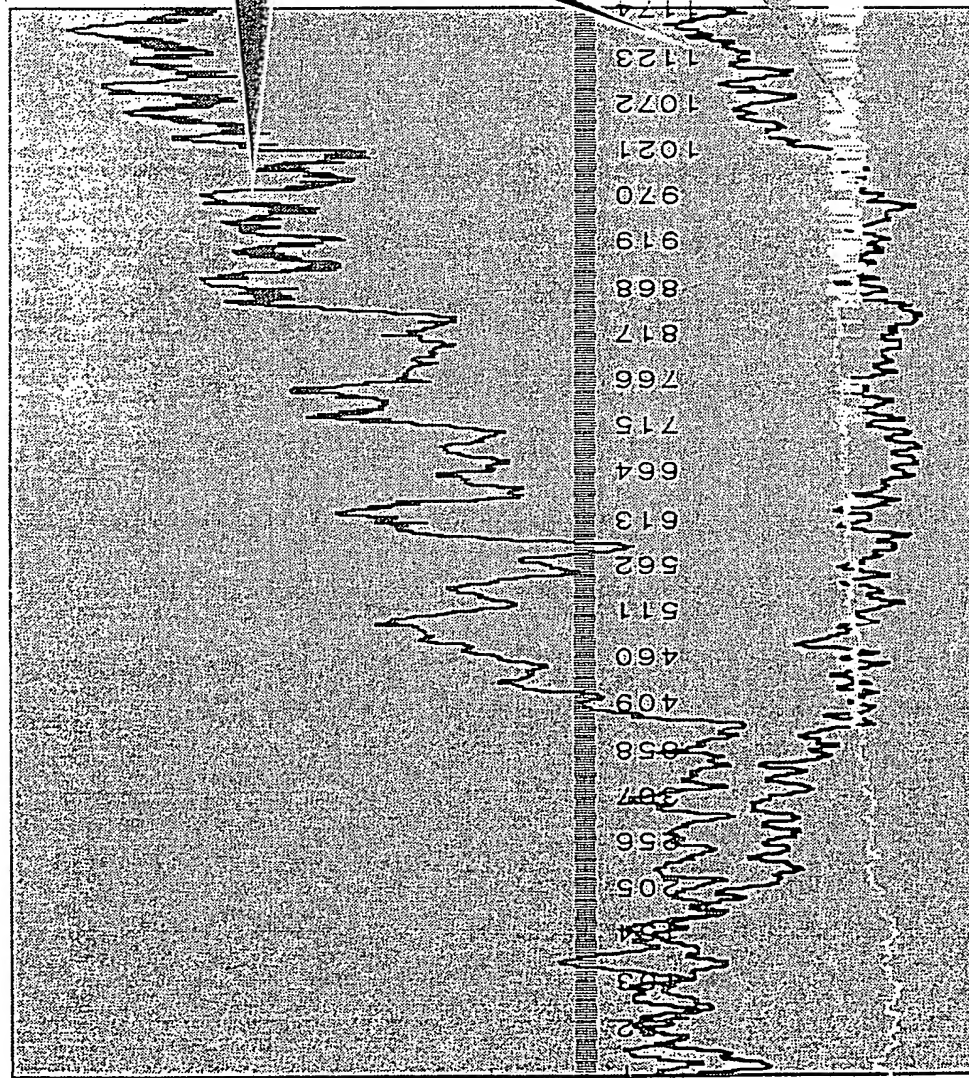


Fig. 5

T-269-Δx)-Δy)-Δz)-movements

3000
2500
2000
1500
1000
500
0
-500
-1000
-1500
-2000



$$\Delta x = ((x_r S + x_l S) / 2 - x_K)$$

{lateral}

$$\Delta y = ((y_r S + y_l S) / 2 - y_K)$$

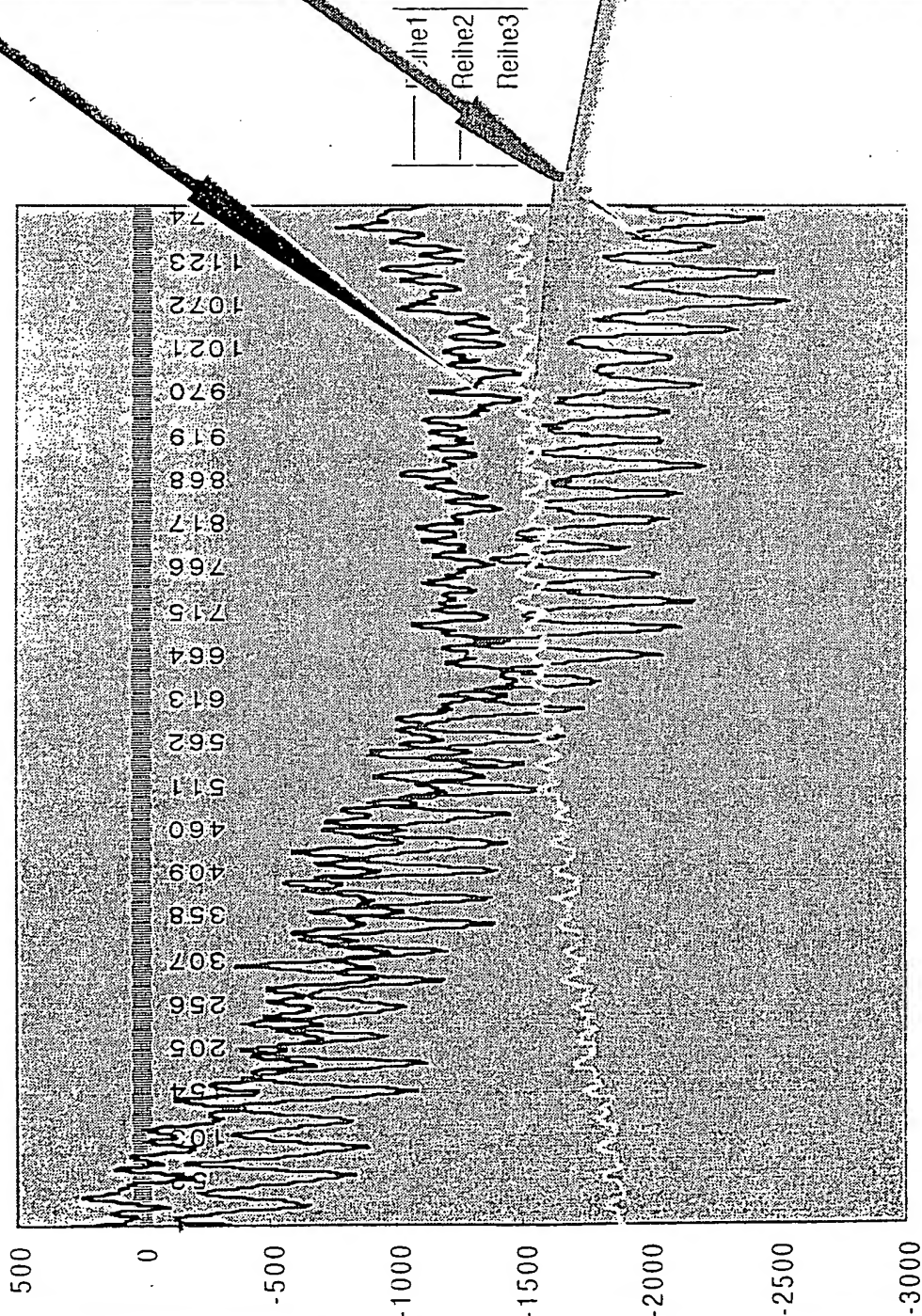
{a.p.}

$$\Delta z = ((z_r S + z_l S) / 2 - z_K)$$

{vertical}
{cervical movement}

Fig. 6

T-275-ΔX)-ΔY)-ΔZ}-Kurven



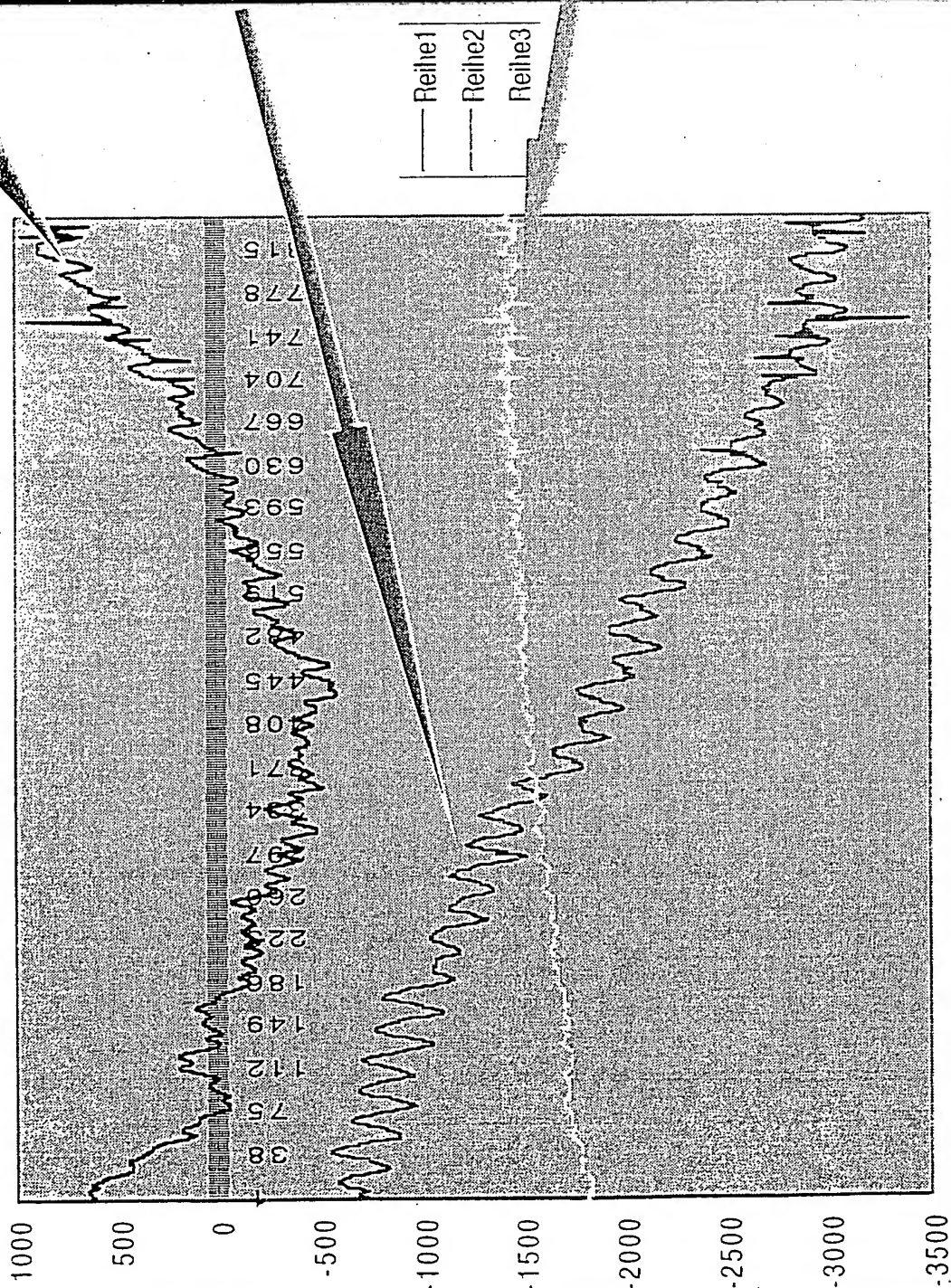
$$\Delta x = ((x_r S + x_l S) / 2 - x_K) \quad \{\text{lateral}\}$$

$$\Delta y = ((y_r S + y_l S) / 2 - y_K) \quad \{\text{a.p.}\}$$

$$\Delta z = ((z_r S + z_l S) / 2 - z_K) \quad \{\text{vertical} \quad \{\text{cervical} \quad \text{movement}\}$$

Fig. 7

T-277-ΔX}-ΔY)-ΔZ)-MOVEMENTS



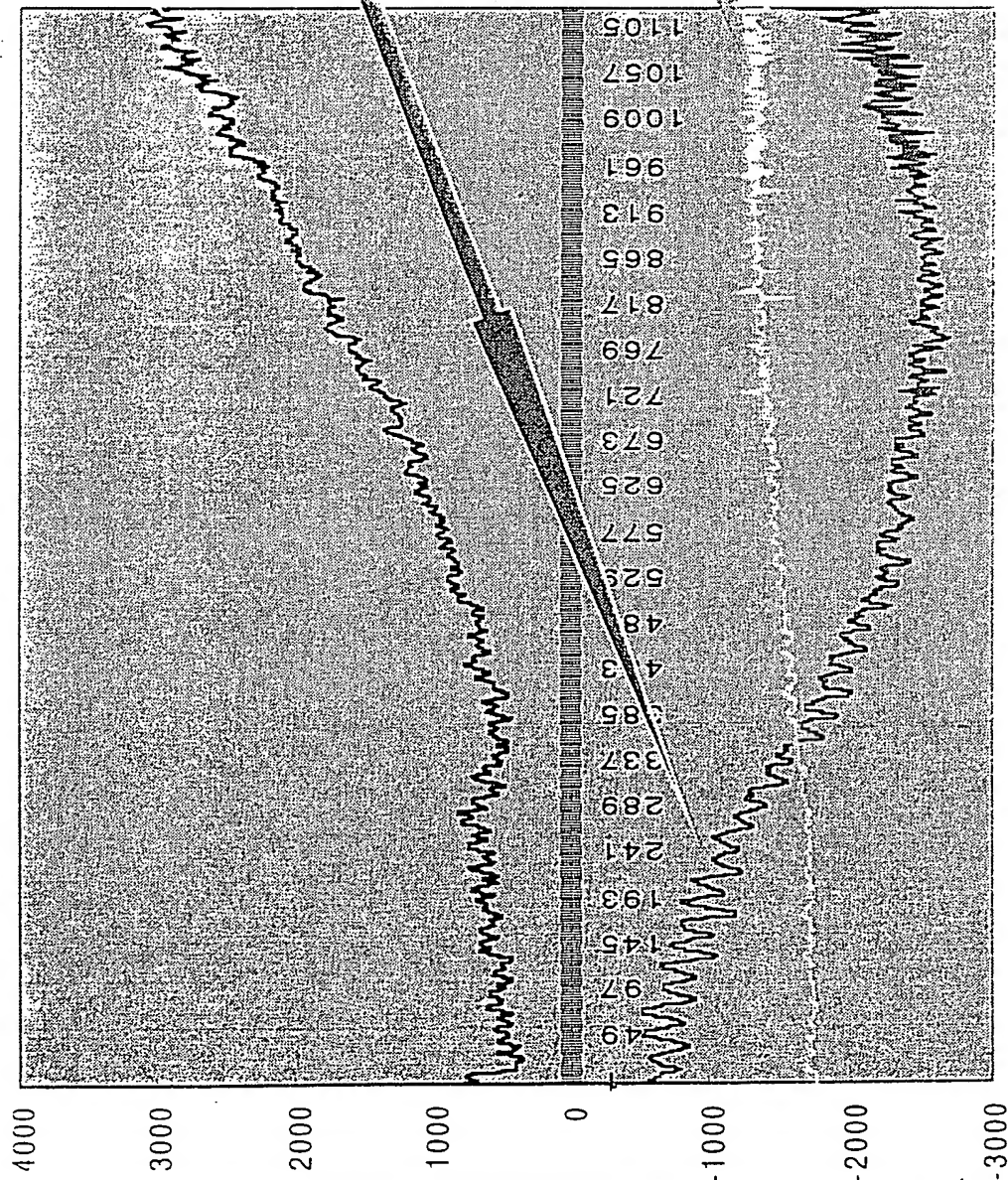
$$\Delta x = ((x_r S + x_l S) / 2 - x_k) \quad \{\text{lateral}\}$$

$$\Delta y = ((y_r S + y_l S) / 2 - y_k) \quad \{\text{a.p.}\}$$

$$\Delta z = ((z_r S + z_l S) / 2 - z_k) \quad \{\text{vertical}\} \quad \{\text{/cervical movement}\}$$

Fig. 8

T-280-FEM25-ΔX)-ΔY)-ΔZ)-MOVEMENTS

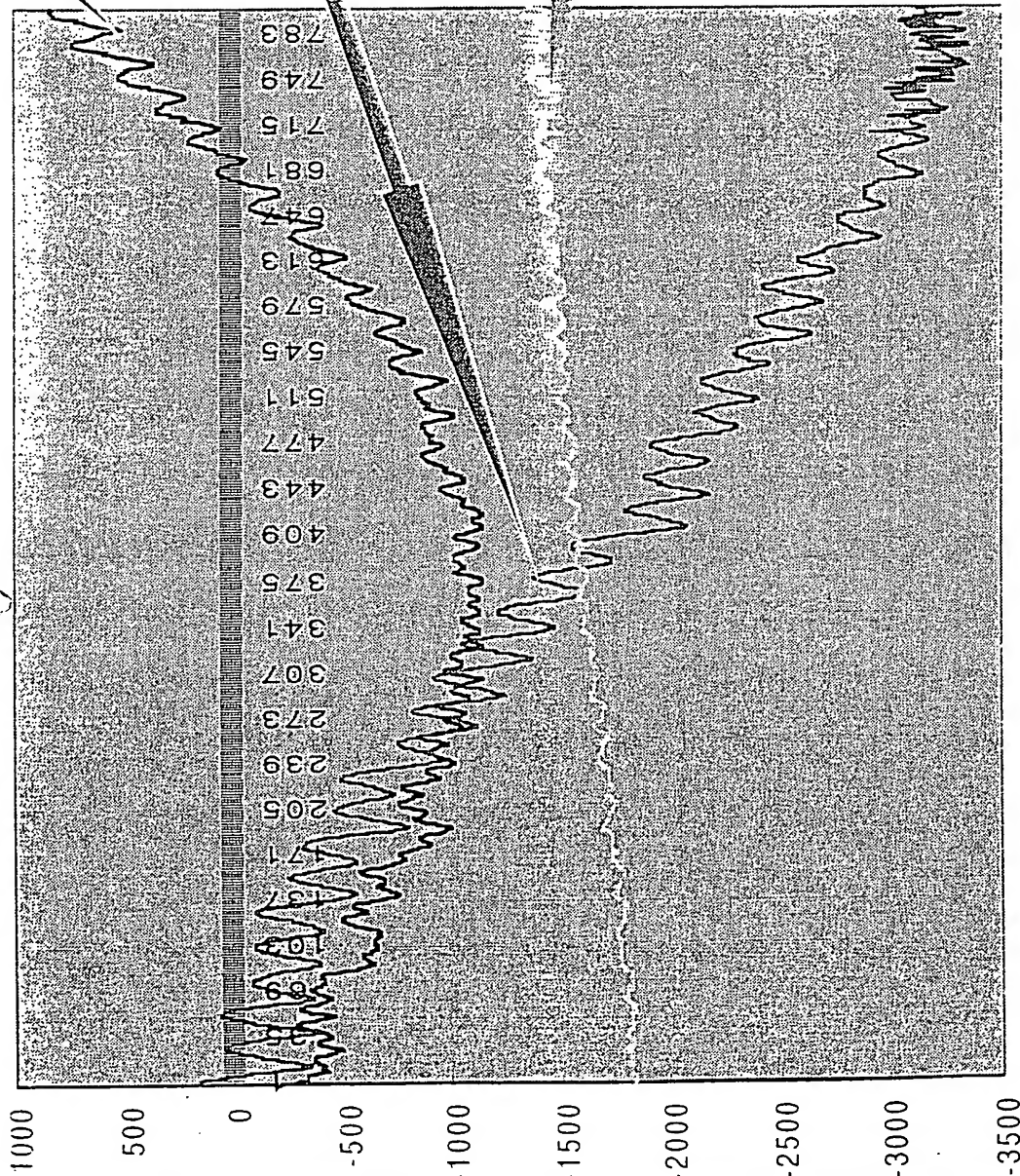


$$\Delta x = ((x_r S + x_l S) / 2 - x_K) \quad \{\text{lateral}\}$$

$$\Delta y = ((y_r S + y_l S) / 2 - y_K) \quad \{\text{a.p.}\}$$

$$\Delta z = ((z_r S + z_l S) / 2 - z_K) \quad \{\text{vertical}\} \quad \{\text{/cervical movement}\}$$

T-271-MALE47-(X)-ΔY)-ΔZ)-MOVEMENTS



$$\Delta x = ((x_r S + x_l S) / 2 - x_K) \quad \{\text{lateral}\}$$

$$\Delta y = ((y_r S + y_l S) / 2 - y_K) \quad \{\text{a.p.}\}$$

$$\Delta z = ((z_r S + z_l S) / 2 - z_K) \quad \{\text{vertical} \quad \{\text{cervical} \quad \text{movement}\}$$